

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-154903

(43)Date of publication of application : 18.06.1996

(51)Int.Cl.

A61B 5/00  
G01D 21/00  
G01D 21/02  
G01N 21/35

(21)Application number : 06-305881

(71)Applicant : HITACHI LTD

(22)Date of filing : 09.12.1994

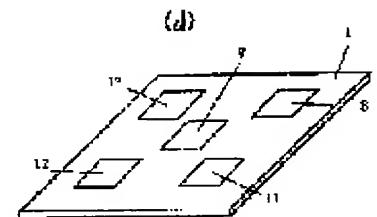
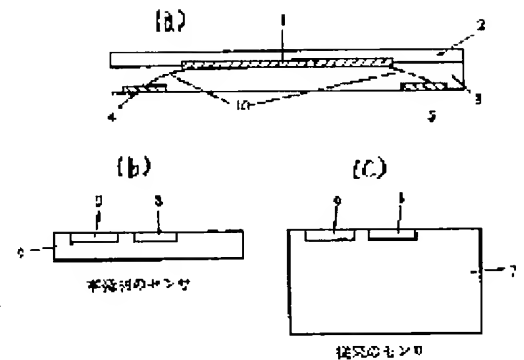
(72)Inventor : MIYAHARA YUJI  
WATANABE YOSHIO

## (54) LIVING BODY INFORMATION MONITORING SHEET

### (57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide a living body information monitoring sheet which enables highly accurate measurement of living body information in a noninvasive manner.

**CONSTITUTION:** A sensor substrate 1 allowed to warp with a thickness of 0.02-0.1mm is set between a heat conductive sheet 2 and a heat insulating sheet 3 and a cell 4 as a sensor drive source and an output terminal 5 for reading out a measured value are attached on the surface of the heat insulating sheet 3. The cell 4 and the output terminal 5 are connected to a flexible sensor substrate 1 by a lead wire 10. The sensor substrate 1 is made up of at least one sensor 8, a signal processing circuit 9, an arithmetic section 11, a memory section 12 and an output section 13. The sensor substrate 1 is sandwiched between the heat conductive sheet 2 and the heat insulating sheet 3 and three of them are put closely to be formed integrally. This enables monitoring or living body information without restricting actions and time of a subject.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-154903

(43)公開日 平成8年(1996)6月18日

(51)Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/00	Z	7638-2 J		
G 0 1 D 21/00	A			
	G			
21/02				
G 0 1 N 21/35	Z			

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平6-305881

(22)出願日 平成6年(1994)12月9日

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72)発明者 宮原 裕二

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 渡辺 ▲吉▼雄

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74)代理人 弁理士 小川 勝男

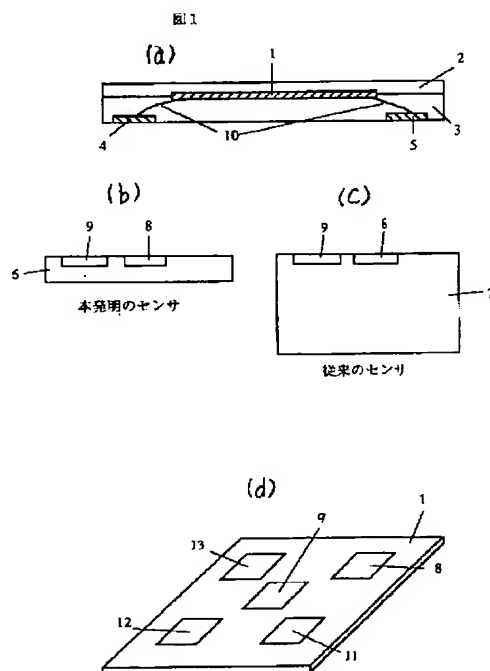
(54)【発明の名称】 生体情報モニタリングシート

#### (57)【要約】

【目的】 生体情報を無侵襲に高精度計測する生体情報モニタリングシートを提供する。

【構成】 わん曲可能な厚さ0.02~0.1mmのセンサ基板1を、熱伝導性シート2と断熱性シート3の間に設置し、断熱性シート3の面にセンサ駆動源である電池4及び測定値を読み出す出力端子5を設ける。電池4及び出力端子5はフレキシブルセンサ基板1にリード線10で接続される。センサ基板1は、少なくとも1個のセンサ8、信号処理回路9、演算部11、記憶部12、出力部13から構成される。熱伝導シート2と断熱シート3の間にセンサ基板1を挟んだ形で3者を密着させて一体形成する。

【効果】 被検者の動作、時間を拘束せず生体情報をモニタリングできる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 センサ基板と、該センサ基板の感応面に接触するフレキシブルな熱伝導性シートと、前記センサ基板の感応面の裏面に接触するフレキシブルな断熱性シートとからなる生体情報モニタリングシートであり、前記センサ基板が前記熱伝導性シートと前記断熱性シートとの間にはさまれ前記熱伝導性シートと前記断熱性シートとが一体化されたことを特徴とする生体情報モニタリングシート。

【請求項2】 前記断熱性シートに電池、又は熱-電気変換器が埋め込まれたことを特徴とする請求項1に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項3】 前記熱伝導性シートの異なる位置に半導体レーザ、光検出器がそれぞれが埋め込まれたことを特徴とする請求項1に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項4】 前記センサ基板は、温度、圧力、電位、イオン、ガス、生化学物質を検出するセンサを1種類、又は複数種類含み、前記センサからの信号を処理する信号処理回路、演算部、記憶部、出力部を含むことを特徴とする請求項1に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項5】 センサ基板に、同じ種類の前記センサを複数個2次元配置することを特徴とする請求項4に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項6】 前記センサ基板がシリコン基板からなることを特徴とする請求項4に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項7】 前記センサ基板はフレキシブルなシリコン基板からなり、該シリコン基板の厚さが0.1mm以下であることを特徴とする請求項4に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項8】 前記半導体レーザの波長が1.55μmであることを特徴とする請求項3に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項9】 前記半導体レーザの波長が1.7μmであることを特徴とする請求項3に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項10】 前記半導体レーザの波長が2.1μmから2.3μmであることを特徴とする請求項3に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項11】 光検出器は0.7μmから3μmの範囲にピーク感度波長を有することを特徴とする請求項3に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項12】 前記出力部は送信回路、アンテナを含むことを特徴とする請求項4に記載の生体情報モニタリングシート。

【請求項13】 前記熱伝導性シートが検査対象面に接触することを特徴とする請求項1に記載の生体情報モニタリングシート。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は医療用のセンサに関し、特に患者の動作及び時間等を拘束せず、患者に負担を与えず生体情報を無侵襲で連続モニタリングするシートに関する。

## 【0002】

【従来の技術】 生体液中の生化学成分を計測する方法が、センサーズ アンド アクチュエーターズ B1 (1990年) 第488頁から第492頁 (Sensors and Actuators, B1 (1990) pp 488-pp 492) に記載されており、生体表面の皮膚を剥離し、表面からの滲出液中のグルコース濃度を半導体センサを用いて計測する方法が記載されている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記の従来技術では、測定前に皮膚表面を剥離する侵襲的な方法であり、また測定時に被検者は測定場所で静止する必要があるため、被検者の時間、及び動作が拘束されるという問題があった。

## 【0004】

【課題を解決するための手段】 上記問題は、フレキシブルな熱伝導性の良好なシートの表面またはシートの中にセンサ基板を設置し、熱伝導性の良好なシートと断熱性のフレキシブルシートを積層して一体形成することにより解決される。さらにセンサ基板を薄くしてフレキシブルにして、フレキシブルシートとの整合性を良好にする。

## 【0005】

【0005】 詳細に説明すると、本発明の生体情報モニタリングシートは、センサ基板と、センサ基板の感応面に接触するフレキシブルな熱伝導性シートと、センサ基板の感応面の裏面に接触するフレキシブルな断熱性シートとからなる生体情報モニタリングシートであり、センサ基板が熱伝導性シートと断熱性シートとの間にはさまれ熱伝導性シートと断熱性シートとが一体化されており、断熱性シートには電池、又は熱-電気変換器が埋め込まれ、熱伝導性シートの異なる位置に半導体レーザ、光検出器がそれぞれが埋め込まれている。熱伝導性シートが検査対象面に接触するように、検査対象に装着される。

## 【0006】

【0006】 センサ基板は、温度、圧力、電位、イオン、ガス、生化学物質を検出するセンサを1種類、又は複数種類含み、センサからの信号を処理する信号処理回路、演算部、記憶部、出力部（出力部は送信回路、アンテナを含む。）を含み、センサ基板に、同じ種類のセンサを複数個2次元配置してもよい。センサ基板は従来広く使用されているシリコン基板、もしくは厚さが0.1mm以下のフレキシブルなシリコン基板を使用する。

## 【0007】

【0007】 上記半導体レーザの波長は、1.55μmであることが望ましいが、半導体レーザ波長から出射する光の波長が幅をもつ場合には、1.5μmから1.7

$\mu\text{m}$ であってもよい。また、上記半導体レーザの波長は  $2.1\mu\text{m}$  から  $2.3\mu\text{m}$  とする。上記光検出器はゲルマニウム、インジウム-ガリウム砒素、セレン化鉛、硫化鉛を材料として得られるもので、 $0.7\mu\text{m}$  から  $3\mu\text{m}$  の範囲にピーク感度波長を有している。

#### 【0008】

【作用】熱伝導性の良好な材料と断熱材料で形成されるフレキシブルシートとセンサ基板とが一体形成されているため、体表面等の曲面に密着させて装着できる。フレキシブルシートが体表面と接触する面は熱伝導性の良好な材料で、また反対側の空気と接触する面は断熱材料で形成されているため、気温、風等の外部環境の変化に影響されることなく、体温を精度良く測定できる。また、温度センサ等各種のセンサ、半導体レーザ、光検出器及び周辺回路の温度を体温と等しくほぼ一定にできるので、高精度な測定ができる。この結果、被検者の動作及び時間を拘束せず、生体情報を無侵襲に高精度に計測できる。

#### 【0009】

##### 【実施例】

（第1の実施例）図1（a）に本発明の第1の実施例の生体情報モニタリングシートの断面図を示す。厚さ  $0.02\sim 0.1\text{mm}$ 、 $10\text{mm}$  角のセンサ基板1を、熱伝導性シート2と断熱性シート3の間に設置し、断熱性シート3にセンサ駆動源である電池4及び測定値を読み出す出力端子5が埋め込まれている。モニタリングシートの厚さは  $0.5\sim 5\text{mm}$  である。電池4及び出力端子5はフレキシブルセンサ基板1にリード線10で接続されている。

【0010】本実施例のセンサ基板1の断面形状を図1（b）に、従来のセンサ基板の断面形状を図1（c）に示す。センサ基板6及び従来のセンサ基板7では、セン

$$I = A \cdot \exp(qV / (kT))$$

（数1）で、 $I$  は電流、 $A$  は定数、 $q$  は単位電荷、 $V$  は印加電圧、 $k$  はボルツマン定数、 $T$  は絶対温度をそれぞれ表す。図2に示すように、 $p$  型シリコン基板14の表面に酸化シリコン15を形成し、酸化シリコン15の一部に穴をあけて  $p$  型シリコン中に  $n$  型領域16及び  $p+$  領域17を形成する。 $n$  型領域及び  $p+$  領域にアルミニウム等の金属電極18を形成し信号処理部（回路）と接続する。

【0015】図3にシリコン基板を用いる酸素ガスセンサの断面構造を示す。絶縁ゲート型電界効果トランジスタ19のゲート絶縁膜20上に固体電解質膜21を形成し、ゲート電極として貴金属の薄膜22を設けたものである。固体電解質膜21としてイットリア安定化ジルコニア、カルシア安定化ジルコニア、フッ化ランタン、酸化錫鉛等を用い、ゲート電極22として白金、パラジウム、イリジウム、金等を用いることができる。ゲート電極22の近傍の酸素分圧に応じて、ゲート電極

\* サ8及び信号処理回路9等は基板表面から約  $10\mu\text{m}$  の深さの部分に形成されている。本実施例のセンサ基板6では、従来のセンサ基板7の裏面側の不要な部分をエッチング等により除去し、厚さ  $0.05\text{mm}$  の薄い基板とした。本実施例のセンサ基板6は、基板の中心部を凹又は凸にわん曲させることができる。最大にわん曲させた状態では、わん曲させる前の平面に対して基板の中心が平面に垂直方向に  $3\text{mm}$  移動する。

【0011】図1（d）のセンサ基板1は、少なくとも1個のセンサ8、信号処理回路9、演算部11、記憶部12、出力部13から構成される。出力部13には、コイル、容量、抵抗等からなる送信回路及びアンテナが集積化されている。センサ基板1はシリコンを材料とし、センサ、センサの信号処理回路、演算回路、記憶回路、出力回路等をオンチップに集積化することが望ましいが、絶縁基板にセンサチップ、信号処理回路チップ、記憶回路チップ等の個別のチップをハイブリッド形成してもよい。

【0012】熱伝導性シート2として金属、半導体、高分子を用い、断熱性シート3として石綿、発砲スチレン、発砲ウレタン、ガラス繊維等を使用できる。熱伝導シート2と断熱シート3の間にセンサ基板1を挟んだ形で3者を密着させて一体形成する。一体化したシート全体の寸法は、厚さ  $5\text{mm}$ 、幅  $30\text{mm}$ 、長さ  $60\text{mm}$  であり、断面の直径が  $10\text{mm}$  の円柱状の生体表面にも密着させることができる。

【0013】図2にシリコン基板を用いた温度センサの断面構造を示す。（数1）に示すように  $p-n$  接合の順方向電流の温度依存性を利用して、最も簡単に温度を求めることができる。

#### 【0014】

##### 【数1】

$$\dots (\text{数}1)$$

解質界面の電位が変化し、これがゲート電圧変化となり電界効果トランジスタのドレイン電流を変化させる。この酸素センサは、室温から  $200^\circ\text{C}$  付近まで幅広い温度範囲で動作する。

【0016】図4にシリコン基板を用いる電位計測用電極の断面構造を示す。シリコン基板23上に酸化シリコン24を形成し、電位計測用電極膜25をパターン形成する。電位計測用電極膜25として白金、金等を用いる。この電極を体表面に配置し、心臓の動きに同期して体表面に誘発される電位変化を2個の電極間の電位差、即ち心電図として計測する。電位計測用電極膜25を2次元アレー状に形成し体表面に配置し、各電極間の電位差を解析して心臓疾患を詳細に知ることができる。

【0017】（第2の実施例）図5に本発明の第2の実施例のわん曲させて使用する生体情報モニタリングシートの断面図を示す。熱伝導シート2と断熱シート3の間にフレキシブルセンサ基板1を挟んだ形で3者を密着さ

せて一体形成する。一体化したシート全体の寸法は、例えば、モニタリングシートを耳袋で使用する場合には、厚さ0.5mm、幅3mm、長さ3mmであり、モニタリングシートを使用する部位に応じて、一体化したシート全体の寸法を決めればよい。断熱シート3に、センサ駆動源である電池4及び測定値を読み出す出力端子5が埋め込まれている。電池4及び出力端子5はフレキシブルセンサ基板1にリード線10（図5では図示せず）で接続されている。

【0018】モニタリングシートの長手方向の一端の熱伝導性シート2に半導体レーザ26が、長手方向の他端の熱伝導性シート2に光検出器27がそれぞれ埋め込まれている。この生体情報モニタリングシートは、図5に示すように半導体レーザ26の出射光の光軸上に光検出器27が位置するように、半導体レーザ26と光検出器27とが対向するようにわん曲させて使用し、被検体は半導体レーザ26と光検出器27の間に置かれる。

【0019】モニタリングシートに埋め込んだ電池4により、半導体レーザ26、光検出器27及び周辺回路に電力を供給する。なお、電池の代わりに熱-電気変換器として、異なる金属または半導体を熱伝導性シート2、断熱性シート3の中にそれぞれ設置して、熱伝導性シート2と断熱性シート3の境界面で2種の金属又は半導体を接合させる電源として使用できる。この接合は熱伝導性シート2が被検体（生体）と接触している部分に設置することが望ましい。2種の金属または半導体に温度差が生じ、ゼーベック効果により2種の金属または半導体に起電力が発生する。この起電力をセンサ基板用電源として使用でき、被検者の体温を熱源として用いるので、長期間にわたり安定した起電力をセンサ基板に供給できる。

【0020】（第3の実施例）図6に本発明の第3の実施例の円筒状の生体情報モニタリングシートの断面図を示す。円筒状のモニタリングシートの内表面は熱伝導性シート2、外表面は断熱性シート3である。第2の実施例と同様に、熱伝導シート2と断熱シート3の間にフレキシブルセンサ基板1を挟んだ形で3者を密着させて一体形成する。一体化した円筒状のシート全体の寸法は、円筒と見做したとき、例えば、シート厚さ1mm、円筒高さ2mm、円筒内径20mmである。断熱シート3に、センサ駆動源である電池4及び測定値を読み出す出力端子5を埋め込む。電池4及び出力端子5はフレキシブルセンサ基板1にリード線10（図6では図示せず）で接続されている。

【0021】熱伝導性シート2に、半導体レーザ26を埋め込み、半導体レーザ26の出射光の光軸上に光検出器27が位置するように、半導体レーザ26に対向させて光検出器27を埋め込む。被検体は、円筒状のシートの内部で半導体レーザ26と光検出器27の間に置かれる。半導体レーザ、光検出器及び周辺回路への電力の供

給は第2の実施例と同様にして行なう。

【0022】（第4の実施例）図7は第1の実施例の生体情報モニタリングシートを使用して、被検者の動作及び時間を拘束せず、体温の連続モニタリングを行なう例を示す。生体28の表面に生体情報モニタリングシート29を密着させ、体温を予め設定した一定時間ごとに測定する。2次元アレー温度センサを形成したセンサ基板を使用して、生体の2次元温度分布を測定できる。本発明のモニタリングシートは、厚さが1～5mmであり非常に薄く、被検者は違和感なく通常の生活ができる。測定期間の終了後、生体情報モニタリングシートを生体から取外し、情報読み出し装置により体温の経時変化の情報を取得できる。また、2次元アレー温度センサを形成したセンサ基板を使用する場合、生体情報モニタリングシートを外部表示装置に接続して生体の2次元温度分布図を描くことができる。

【0023】（第5の実施例）図8に第2の実施例の生体情報モニタリングシートを使用して、血糖値、即ちグルコースをモニタリングする例を示す。U字型にわん曲した生体情報モニタリングシート29の長手方向の両端の近傍に、それぞれ半導体レーザ、光検出器が設置されており、半導体レーザと光検出器の間に生体を挟んで使用する。即ち、生体情報モニタリングシート29を耳袋30に挟んでグルコースを計測する。

【0024】光源は、インジウム、ガリウム、ヒ素及びアンチモンからなる半導体レーザであり、出射する光の波長は $2.2\mu\text{m}$ である。硫化鉛を材料とする光検出器を用いた。この光検出器は $2.2\mu\text{m}$ にピーク感度を有する。半導体レーザから出射する光は、グルコースにより光の一部が吸収される。既知濃度のグルコースの透過光の強度から得た校正データを用いて、光検出器で測定された透過光の強度からグルコースを定量的に測定できる。サンプリング時間、読み出し方法は第4の実施例と同様である。本実施例では、生体情報モニタリングシートをイヤリングのように使用でき、被検者の時間及び動作を拘束せず、グルコースを無侵襲に計測できる。

【0025】（第6の実施例）図9に第3の実施例の生体情報モニタリングシートを使用して、グルコースをモニタリングする例を示す。第3の実施例の生体情報モニタリングシート29の中に腕31を通して使用し、グルコースを計測する。

【0026】光源はインジウム、ガリウム、ヒ素及びリンからなる半導体レーザであり、出射する光の波長は $1.55\mu\text{m}$ である。光検出器としてゲルマニウムを材料とするホトダイオードを用いた。この光検出器は $1.55\mu\text{m}$ にピーク感度を有する。グルコースの測定原理は実施例5と同様である。本実施例では、生体情報モニタリングシートを腕時計のように使用でき、実施例5と同様に被検者の時間及び動作を拘束せず、グルコースを無侵襲に計測できる。

【0027】

【発明の効果】本発明の生体情報モニタリングシートは、厚さが薄くフレキシブルであるため、生体表面の曲面に密着して装着でき、被検者は違和感を感じることなく、通常の生活を行ないながら生体情報をモニタリングできる。また、本発明の生体情報モニタリングシートは、熱伝導性の良好なシートと断熱性のシートを積層して一体形成しているため、温度、風等周囲の環境の変化に影響されずに生体情報を高精度にモニタリングできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例を示す図

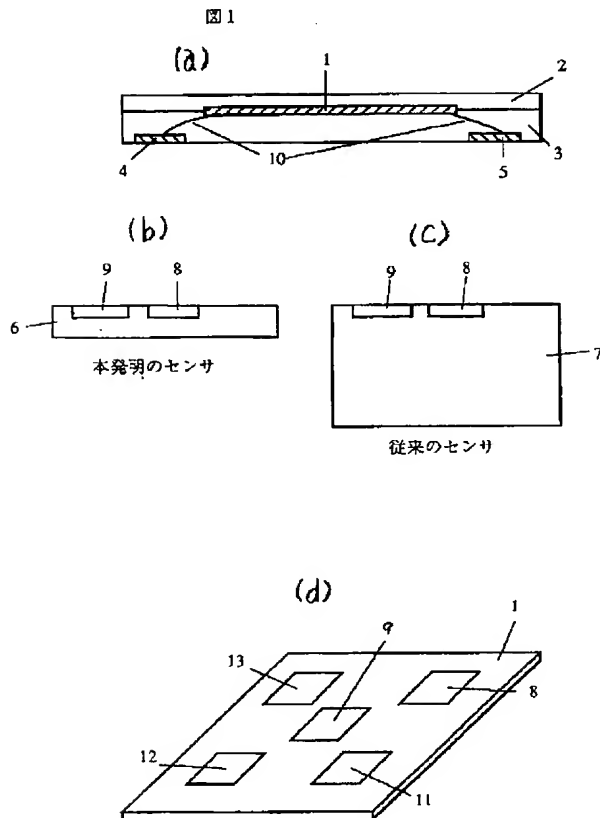
【図2】温度センサの断面図。

【図3】ガスセンサの断面図。

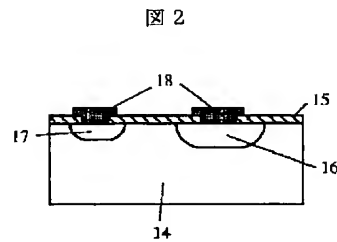
【図4】電位計測用電極の断面図。

【図5】本発明の第2の実施例を示す断面図。

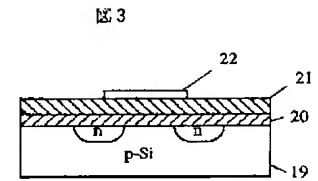
【図1】



【図2】

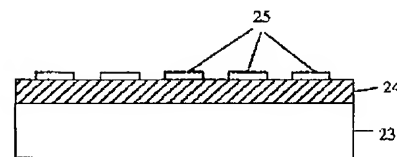


【図3】



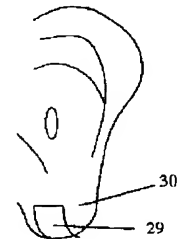
【図4】

図4



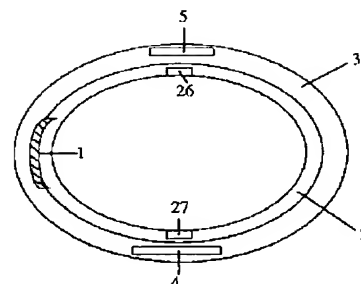
【図8】

図8



【図6】

図6



\* 【図6】本発明の第3の実施例を示す断面図。

【図7】本発明の第4の実施例を示す図。

【図8】本発明の第5の実施例を示す図。

【図9】本発明の第6の実施例を示す図。

【符号の説明】

1…センサ基板、2…熱伝導性シート、3…断熱性シート、4…電池、5…出力端子、6…本発明のセンサ基板、7…従来のセンサ基板、8…センサ、9…信号処理回路、10…リード線、11…演算部、12…記憶部、13…出力部、14…酸化シリコン、15…n型領域、16…p+領域、17…金属電極、18…電界効果トランジスタ、19…ゲート絶縁膜、20…固体電解質膜、21…貴金属ゲート電極、22…シリコン基板、23…酸化シリコン、24…電位計測用金属電極、25…半導体レーザ、26…光検出器、27…生体、28…生体情報モニタリングシート、29…耳、30…腕。

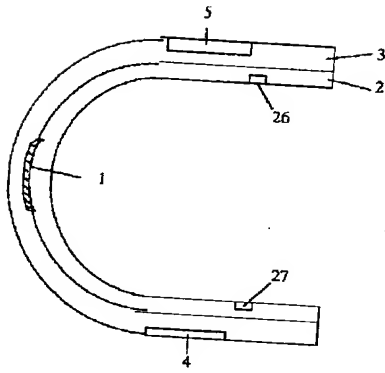
\* 生体情報モニタリングシート、30…耳、31…腕。

(6)

特開平8-154903

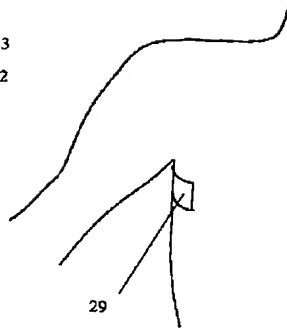
【図5】

図5



【図7】

図7



【図9】

図9

